

# 심폐기능 허약자를 위한 보행보조장치 제어기 개발

## Development of Walking Assistant Controller for Patients with Weakness in Cardiopulmonary System

강성재\*, 김규석, 박세훈, 문무성, 서수원, 김진국, 류제청  
S. J. Kang, G. S. Kim, S. H. P, M. S. Mun, S. W. Sei, J. K. Kim, J. C. Ryu

### 요 약

심폐기능 허약자의 경우 다른 보행기능은 정상이지만 산소 공급에 문제가 발생한 경우로서, 에너지 소모를 최소한으로 줄여주는 보행보조 시스템이 필요하다. 심폐기능 허약자의 보행을 원활히 보조하기 위하여 본 연구에서는 고관절에 부착된 DC모터를 이용하여, 보행시 고관절 굴곡 및 신전을 제어하는 시스템을 고안하였다. 두 개의 모터를 좌우 고관절에 부착되어 정상 보행패턴을 기준으로 고관절의 굴곡과 신전의 설정각도를 정의하고 보행을 보조한다. 실험결과 보행보조에 의한 에너지 소모도 감소는 14.8%이었다.

### ABSTRACT

Case of patients with weakness in cardiopulmonary system, other ambulatory function is normal, but oxygen supply function is problem. So they need reduce energy consumption for gait by assistance system. In this study, we designed and developed walking assistant device which helps flexion and extension of hip joint for cardiopulmonary patients. There are two motors, each at the left and right side of pelvis, providing torque to the hip joint. The target angle of the flexion and extension in the hip joint is set according to the normal gait. As a result, reduction of energy consumption was 14.8% by gait assistive device

**Keyword :** Orthosis, Cardiopulmonary, Walking Assistant Device

## 1. 서론

심폐기능 질환으로 일상적인 활동 및 보행운동이 불가능한 장애인이나 고령자는 신체회복 및 건강유지를 위해 보행은 매우 중요한 활동이다. 서있는 자세에 관한 의학적 치료의 수많은 장점은 근육수

축의 방지, 경련성 마비의 감소, 뼈 미네랄 손실의 감소, 하지 혈액순환의 개선, 접촉에 의한 상처의 감소, 방광과 내장의 기능증진 등이 있다. 보행 훈련은 재활프로그램에 속해 있고 또한 심리적 치료와 병행하여 각종 보조기가 활용되고 있다. 보조기 환자들의 대부분은 보조기를 집밖에서 이동용으로도 많이 사용한다. 따라서 심폐기능 허약자들의 불가능한 보행을 가능하게 해줄 수 있는 보행보조기가 필요하다.

국내 외로 사지절단 장애인을 위한 보조 장치에 관하여 많은 연구가 수행되었다[1-8]. 하지만 심폐기능의 저하로 인한 운동기능장애자 및 노약자에 적합한 보조 장치에 관한 연구는 전무하였다. 현재 재활보행보조 장치는 장애인 및 노인을 위한 보행운동훈련을 위한 장치들이 제품화 되어 있는 상황이다. 최근 일본에서는 Honda Motors에서 근력이 약해진 노약자나 보행 장애가 있는 사람들을 위한 보행보조로봇을 개발하였다. 하지만 기존의 보행보

접 수 일 : 2010. 11. 26

심사완료일 : 2010. 12. 07

게재확정일 : 2010. 12. 30

\* 강성재 : 재활공학연구소 책임연구원(주저자)

김규석 : 재활공학연구소 연구위원

박세훈 : 재활공학연구소 연구위원

문무성 : 재활공학연구소 연구소장

서수원 : 성균관대학교 의과대학 교수

김진국 : 성균관대학교 의과대학 교수

류제청 : 재활공학연구소 연구위원

jcryu@korec.re.kr(교신저자)

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(A091255).

조 장치가 근골격계 및 신경계의 장애로 인한 보행 보조가 목적이었다면, 심폐기능 허약자의 경우 다른 보행기능은 정상이지만 산소 공급에 문제가 발생된 경우로서, 에너지 소모를 최소한으로 줄이고 경량의 시스템으로 보행보조가 필요하다[9-13]. 따라서 고령화가 가속화되어가는 요즘 심폐기능허약자들을 위한 보행보조기구 개발 및 제어기법 연구는 중요한 의미를 갖는다[14-17]. 심폐기능 허약자의 보행을 원활히 보조하기 위하여 본 연구에서는 고관절에 부착된 DC모터를 이용하여 보행시 고관절 굴곡 및 신전을 제어하는 시스템을 고안하였다. 심폐기능 환자들에게 심폐기능에 무리 없이 일반적인 보행패턴을 안정적으로 가능하게 하는 보행보조 장치를 제시하고자 한다.

## 2. 본론

### 2.1. 보행보조장치의 디자인 및 구성

심폐기능 허약자를 위한 보행보조기는 고관절 위치에 있는 회전체를 그 위에 고정되어있는 모터가 움직이게 함에 따라 적은 힘으로 보행을 가능하게 하도록 구성되어 있다 (그림 1).

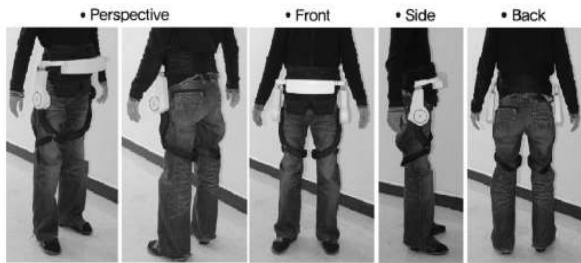


그림 1. 테스트용 Mock-up 시제품 착용모습

제어부의 위치로 크게 전방향과 후방향으로 나누어지며 현재 실험용 보조 장치로서 후방향을 사용하고 있다 (그림 2). 디스플레이부는 후 방향에 구성할 수 없으므로 무선 리모컨을 이용하여 조작 및 정보 확인이 가능하도록 구성되어 있다.

디자인시 고려사항으로는 가볍고 기기의 하중이 한 쪽으로 편중되지 않아야 하며 구동부로부터의 힘이 각 신체 부위에 효과적으로 전달되어야 한다. 또한 다양한 체형에 적용 될 수 있어야 하며 호흡과정에서 발생하는 복부와 흉부의 움직임에 물리적 압박이 가해져서는 안 된다.

보행보조기와 인체의 허리 부를 고정할 수 있는 허리용 밴드 부품으로는 경량화를 위해 알루미늄

파이프를 이용하고 허리부에는 벨트가 연결했다. 대퇴부를 고정하기 위한 알루미늄 업라이트 바는 신체 굴곡에 맞도록 가공했다. 구동모듈은 150:1 감속이 가능한 기어 세트와 모터로 구성되어 있으며 회전 각도를 검출하는 포텐서미터(potentiometer)가 출력축 반대쪽에 설치되어 있다 (그림 3).

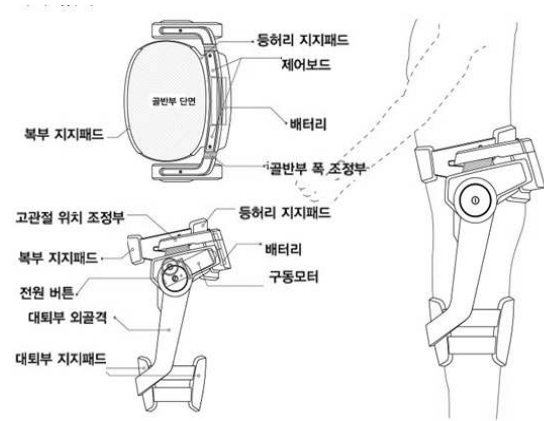


그림 2. 운동보조장치 설계 구조 (후방향)

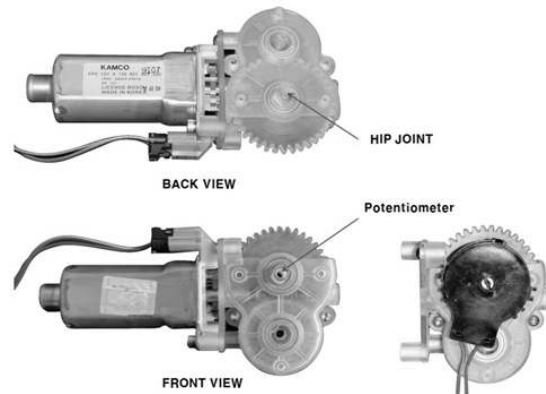


그림 3. 제작된 구동모듈 모습

### 2.2. 제어 시스템 구성도

사용자 요구 사항을 만족하도록 설계되었고 보호 회로(surge voltage protect, current limit protect)와 디버깅을 위한 LCD가 내장되었다(그림 4).

제어 시스템 구성은 제어 CPU로는 16MIPS의 속도를 가지는 ATMEL사의 Atmega128을 사용하였다. Atmega128은 Program Memory 128KByte, data RAM 4KByte, EEPROM 4KByte, 16bit ADC 8Ch., PWM Controller 8Ch., UART 2Ch.을 내장하고 있다. 자세 tracking data를 저장하기 위해서 추가적인 EEPROM를 추가하였다. 또한 외부 동작 명

령을 받기 위해 4개의 button이 CPU에 연결되어 있다(그림 5).

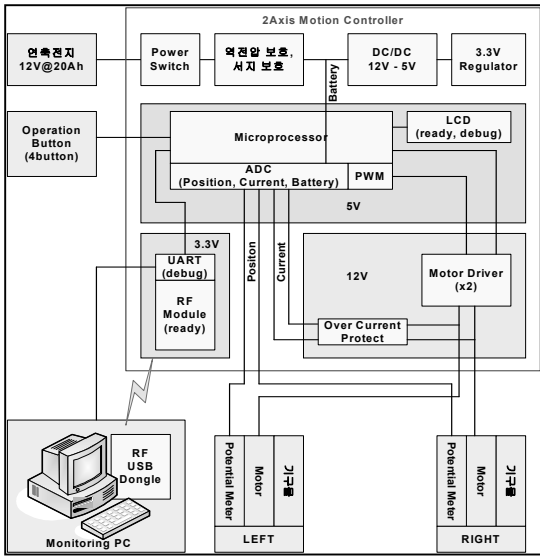


그림 4. 시스템 구성도

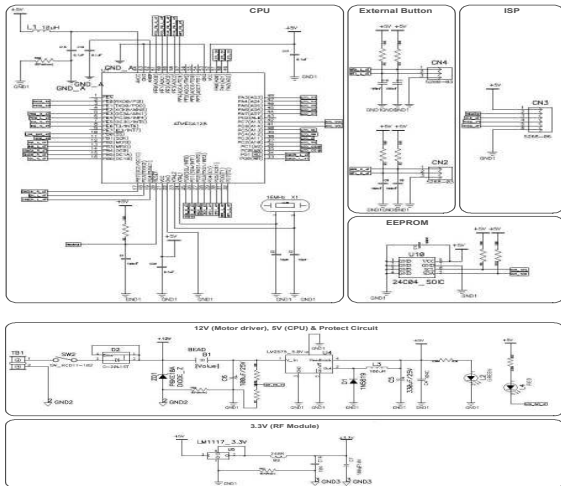


그림 5. 제어 및 전원회로

Monitoring 및 setting을 위해 통신 포트로는 한 개의 UART가 준비되어 있다. 유선으로 UART를 PC와 연결하기 위해서는 RS232 I/F 보드를 구성하였다. 무선 통신을 위해서 WECAN Solution사의 RF Module 제품인 WENET-BASE-Z를 내장하였다. 무선으로 PC와 통신하고 시스템 모니터링 및 제어를 위하여 Labview 소프트웨어를 이용한 GUI 시스템을 구성하고 속도조절 및 고관절각도를 피드백 받았다.

전원의 입력으로는 12V 리튬폴리머 전지를 사용하였다. 역전압 보호를 위해 20A급 schottky diode를 사용하였다. Schottky diode를 사용하면 19A에서

역전압 값이 0.25V이기 때문에 일반 역전압 diode에 비해 효율이 좋다. 역전압 보호단 이후에 surge voltage에 대한 보호를 위해 TVS 부품을 사용하였다. 제어 CPU를 위해 필요한 전압 5V는 효율이 좋도록 12V로부터 switching regulator를 사용하여 만들었다. RF Module을 위한 3.3V는 5V로부터 linear regulator를 통해 만들었다(그림 5).

Motor driver chip으로는 VNH3SP30-E를 사용하였다. Motor가 연결되었는지 검출 가능하다. 정역 구동이 가능하고 PWM 제어가 가능하다. Motor측은 전원부와 마찬가지로 surge voltage로부터 보호하기 위해서 TVS를 사용하였다.

Motor측에 흐르는 전류를 검출하기 위해서 FET를 shunt 저항으로 이용하였고 motor와 motor driver chip을 보호하기 위해 전류 limit 신호로 FET를 off시킬 수 있도록 회로를 구성하였다(그림 6).

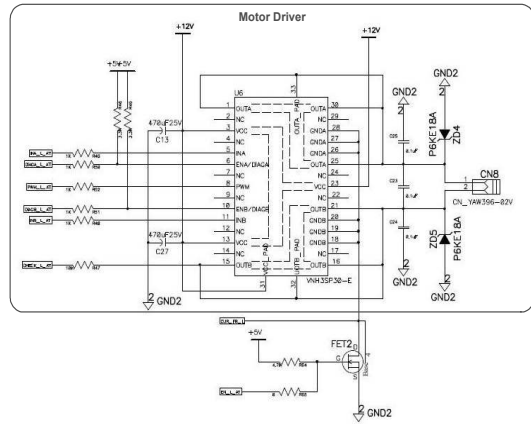


그림 6. 모터제어 회로

Position sensing을 위해서 potential meter를 사용하였다. Potential meter로 독립적인 전원 3.3V를 준비하였다. 전류 sensing은 FET를 shunt 저항으로 사용하였다. FET에 의해 검출된 전류는 OP Amp.를 통해 증폭이 되고 CPU의 ADC로 입력된다. 또한 전류 limit 보호 기능을 위해 FET에 의해 검출된 전류는 comparator를 통해 기준 전위와 비교된다. 보호하고 싶은 전류보다 많은 전류가 motor로 흐르게 되면 comparator는 FET를 이용하여 전류를 차단한다(그림 7).

본 연구에서는 고관절의 보행보조를 통하여 심폐기능 허약자의 보행에너지 소모 경감을 확인하기 위하여 보행 제어를 모니터링 시스템에서 보행속도 및 최대 관절 각도를 설정하고 트레드밀에서 보행하였다. (그림 8).

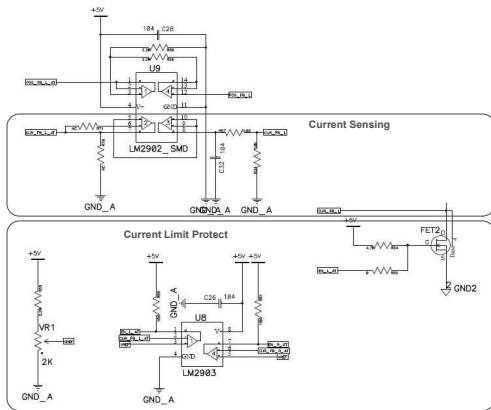


그림 7. 전류측정 회로

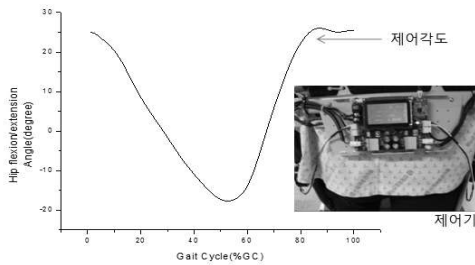


그림 8. 고관절 굴곡/신전 제어 및 제어 시스템

### 3. 실험 및 결과

제안된 심폐기능 허약자의 보행보조 장치의 성능 시험을 위하여 정상인을 대상으로 에너지 소모 경감효과를 시험하였다. 실험에 참여한 피검자는 20대 성인 5명으로 평균 나이, 키, 몸무게는 각각 33.25±11.5세, 170±1.7cm, 60.5±7.5kg 이었다. 고관절에 부착된 모터를 제어할 때와 그러하지 않을 때의 보행시 에너지 소모도를 비교하였다. 또한 착용한 시스템의 무게가 보행시 미치는 영향을 비교하기 위해 정상보행과 보조기를 다른 구속조건 없이 착용하고 에너지 소모도를 비교하였다.

보행 분석에 필요한 인체 계측학적(anthropometric) 데이터로 각 피검자에 대해 좌·우측 다리의 길이와 무릎의 길이, 발목의 길이, 어깨, 팔꿈치, 팔목, 손의 두께를 측정하였다. 보행보조를 받았을 때의 에너지 소모도를 측정하기 위하여 각 피검자는 호흡가스 분석기(K4, KOSMED, Italy)를 착용하고 3분간 트레드밀 위를 운동하였다. 호흡가스 분석기는 터빈이 부착된 마스크와 가스분석기, 배터리로 구성되어 있다. 실험 시작 전 각 피검자는 호흡가스 분석기를 착용하고 익숙해지도록 훈련하였으며 심박수와 VO2가 안정 상태가 된 후부터 측정하였다

(그림9).



그림 9. 보행테스트

표 1은 3가지 조건에서 보행시 심박수 차이를 보여준다. 정상 보행시 74bpm의 심박수였으며 보행보조기를 착용하고 75bpm이 되었다. 모터를 이용하여 제어되는 보행의 경우 심박수는 분당 71회 이며, 모터의 전원을 제거하고 무부하상태에서 심박수는 분당 72회 이었다.에너지 소모도의 경우 정상 보행시 3.9±.32ml/min/kg의 산소를 소모하였다. 모터를 이용하여 제어되는 보행의 경우 산소 소모도는 3.3±.36ml/min/kg 이었다. 모터의 전원을 제거하고 무부하상태에서 산소소모도는 4.9±1.1ml/min/kg 이었다.

표 1. 보행테스트 결과

	보행보조 보행	무부조 보행	정상인 보행
HR	71	75	75
%Normal	94.7%	100%	100.0 %
VO2	3.3±.36	4.9±1.1	3.9±.32
%Normal	85.2%	126.6%	100.0 %

### 4. 결론

본 연구를 통하여 심폐기능 허약자를 위한 보행보조장치를 제안하고 심폐기능 허약자에 대하여 임상시험 전에 정상인에 대하여 에너지 소모도 경감을 확인하였다. 보행속도별, 무게별 보행보조의 차이를 비교하기 위하여 0.5km/h의 보행속도일 때 보행 테스트를 하였다. 제어되지 않는 보행보조 장치를 착용하고 보행한 결과에서 보행보조 장치의 무게는 심박수에 큰 영향을 주지 않으나, 산소 소모도는 26.6% 증가되었다.

따라서 심폐기능 허약자의 보행보조장치는 체간 및 대퇴를 고정하는 보조기 및 모터의 무게의 경량

화는 에너지 소모를 줄일 수 있는 요인이 된다. 보행보조 장치를 착용하고 보행을 하는 것은 보행의 보조력을 느낄 수 있었으며, 심박수는 5.3% 산소소모도는 14.8% 감소됨을 확인하였다. 하지만 본 시스템은 평지보행에 대하여만 연구되었기 때문에 심폐기능 허약자의 일상생활에 사용하는 데는 어렵다. 향후 계단보행 및 보행 환경에 순응하는 제어 방식을 추가하여, 심폐기능 허약자를 대상으로 보행보조를 임상평가를 할 예정이다.

### 참 고 문 헌

- [1] Douglas, R., Larson, P.F., Ambrosia, R. and McCall, R. E., "The LSU reciprocation gait orthosis," *Orthopedics*, vol. no. 6, pp.834-839, 1983.
- [2] Ruthenberg, R.M., Neil, A. W. and John, E.B., "An experimental device for investigating the force and power requirements of a powered gait orthosis," *J. of Rehabilitation*, vol. 34, no. 2, pp.203-213, 1997.
- [3] Kang, S.J., Ryu, J.C., Kim, G.S. and Mun, M.S., "Hip Joint Control of POG's Gait for paraplegic," *Key Engineering Materials*, vol. 326, no. 1, pp.735-738, 2006
- [4] Beckman J., "The Louisiana State University reciprocating gait orthosis," *Physiotherapy*, vol. no. 73, pp.386-392, 1987.
- [5] Salter C. "The Louisiana State University reciprocating gait orthosis for adult spinal cord injured patients," *Physiotherapy*, vol. no. 41, pp.13-15, 1989.
- [6] Jefferson RJ, Whittle MW. "Performance of three walking orthoses for the paralyzed: a case study gait analysis," *Prosthet. Orthot. Int.* vol. no. 14, pp.103-110, 1990.
- [7] Motloch WM. Principles of orthotic management for child and adult paraplegia and clinical experience with the Isocentric RGO. In: *Processings of 7th World Congress of the International Society in Prosthetics and Orthotics*, Chicago, Alexandria VA: ISPO 1992:28.
- [8] Winchester PK, Carollo JJ, Parekh RN, Lutz LM, Aston JW. "A comparison of paraplegic gait performance using two types of reciprocating gait orthoses," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 17, pp.101-106, 1993.
- [9] Ozalevli S, Ilgin D., Karaali H.K., Bulac S., Akkoçlu A., "The effect of in-patient chest physiotherapy in lung cancer patients," *Support Care in Cancer*, May, 2009.
- [10] Benzo R.P., "Pulmonary rehabilitation in lung cancer: a scientific opportunity," *J. Cardiopulm. Rehabil. Prev.* vol. 27, pp.61-64, 2007.
- [11] Brown D.J., McMilan D.C., Milroy R., "The correlation between fatigue, physical function, the systemic inflammatory response, and psychological distress in patients with advanced lung cancer," *Cancer*, vol. 103, pp.377-382, 2005.
- [12] O'Driscoll M., Corner J., Bailey C., "The experience of breathlessness in lung cancer," *Eur J Cancer Care (Engl)*, vol. 8, pp.37-43, 1999.
- [13] Tanaka K., Akechi T., Okuyama T, Nishiwaki Y., Uchitomi Y., "Prevalence and screening of dyspnea interfering with daily life activities in ambulatory patients with advanced lung cancer," *J Pain Symptom Manage*, vol. 23, pp.484-489, 2002.
- [14] Babbio A, Chetta A, AMpollini L., Primomo G.L., Intermullo E., Carbognani P., Rusca M., Oliveri D., "Preoperative pulmonary rehabilitation in patients undergoing lung resection for nonsmall cell lung cancer," *Eur J Cardiothorac Surg.* vol. 33, pp.95-98, 2008.
- [15] Bozzone A., Romanelli A., Magrone G., Pascoli M, Milazzo M., Sterzi S., "Pulmonary rehabilitation: pre- and postoperative treatment," *Rays*, vol. 29, pp.431-433, 2004.
- [16] Cesario A., Ferri L., Galetta D., Pasqua F., Bonassi S., Clini E., Biscione G., Pasqua F., Piranino A., Bonassi S., Russo P., Sterzi S., Margaritora S., Granone P., "Pre-operative pulmonary rehabilitation and surgery for lung cancer," *Lung Cancer*, vol. 57, pp.118-119, 2007.
- [17] Cesario A., Ferri L., Galetta D., Pasqua F., Bonassi S., Clini E., Biscione G., Cardaci V., di Toro S., Zarzana A., "Post-operative respiratory rehabilitation after lung resection for non-small cell lung cancer," *Lung Cancer*,

vol. 57, pp.175-180, 2007.



**강 성 재**

2000년 연세대학교 의공  
학과(공학사)  
2002년 연세대학교 대  
학원 의공학과(공  
학 석사)  
2002년 연세대학교 대학  
원 박사과정

2003년 - 현재 재활공학연구소 책임연구원  
관심분야 : 재활공학 및 생체역학

1994년 - 현재 재활공학연구소 소장  
관심분야 : 생체역학 및 재활시스템



**서 수 원**

11989년 서울대학교 천연  
섬유학과 졸업  
1991년 서울대학교 대학  
원 석사  
1995년 서울대 의공학박  
사  
2004년 - 현재 성균관대  
학교 생명의공학  
협동과정 부교수

관심분야 : 생체재료, DDS, 재활 및 보조분야.



**김 규 석**

1989년 성균관대학교 기  
계공학과(학사)  
1992년 연세대학교 기계  
공학과(공학석사)  
2009년 연세대학교 대학  
원 박사  
1994년 - 현재 재활공학  
연구소 연구위원

관심분야 : 재활공학, HCI, 지능형 재료



**김 진 국**

1983년 서울대학교 의학  
과 졸업  
1988년 서울대학교 대학  
원 석사  
1999년 서울대학교 대학  
원 박사  
1999년 - 현재 성균관대  
학교 의과대학 교  
수

관심분야 : 생체신호처리시스템, 의학영상처리



**박 세 훈**

1998년 경북대학교 전자공  
학과(공학사)  
2006년 경북대학교 대학원  
박사(공학박사)  
2006년 - 현재 재활공학연  
구소 연구위원

관심분야 : 재활공학 및 바이오메카트로닉스



**류 제 청**

1985년 중앙대학교 기계  
공학과(공학사)  
1987년 중앙대학교 대학  
원 석사  
1992년 중앙대학교 대학  
원 박사  
1995년 - 현재 재활공학  
연구소 연구위원

관심분야 : 재활공학, 바이오메카트로닉스, 생  
체역학



**문 무 성**

1978년 서울대학교 기계  
설계학과(공학사)  
1982년 서울대학교 대학  
원 석사.  
1992년 University of  
Minnesota 의공학  
과(공학박사)